

I. PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **07-146305**

(43)Date of publication of application : **06.06.1995**

(51)Int.Cl.

G01P 5/00
A61B 5/026
A61B 5/0285
G01F 1/66

(21)Application number : **06-173752**

(71)Applicant : **HEIDELBERG ENG OPT
MESSYST GMBH**

(22)Date of filing : **01.07.1994**

(72)Inventor : **ZINSER GERHARD
MICHELSON GEORG
SCHMAUSS BERNHARD**

(30)Priority

Priority number : **93 4322043** Priority date : **02.07.1993** Priority country : **DE**

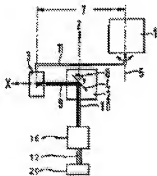
(54) METHOD AND DEVICE TO PARTICULARLY MEASURE FLOW SPEED OF BLOOD

(57)Abstract:

PURPOSE: To dividedly measure flow speed of a medium in space and time by performing two-dimensional raster scanning by a laser beam, and calculating a Doppler shift from a time change in intensity of the reflected light at respective scanning points.

CONSTITUTION: A first mirror 3 is joined to a first scanner 1, and is arranged so as to turn around the axis 5. A second mirror 4 is arranged in a second scanner 2, and can turn around the axis 6. The axes 5 and 6 are vertical to each other. An incident laser beam 10 reflected by the mirror 4 reaches an object 20 through a focus adjusting element 16. In that case, the beam 10 is deflected in a plane vertical to the optical axis 12 on the basis of a periodic and synchronous movement of both mirrors 3 and 4. In this way, two-dimensional raster scanning is performed on the object, for example, the retina by the laser beam, and in that case, it is quickly measured several times at any point by repeated scanning. A

Doppler shift is calculated from a time change in measuring intensity of the light reflected by respective scanning points, and flow speed of blood is determined.



特開平7-146305

(43) 公開日 平成7年(1995)6月6日

| (51) Int.Cl. ⁶ | 識別記号 | 序内整理番号 | F I | 技術表示箇所 |
|-------------------------------------|---------------------|----------|---|---------|
| G 0 1 P | 5/00 | D | | |
| A 6 1 B | 5/026 | | | |
| | 5/0285 | | | |
| | | 7638-4C | A 6 1 B 5/ 02 | 3 4 0 D |
| | | 7638-4C | | 3 4 0 H |
| 審査請求 未請求 請求項の数18 F D (全 7 頁) 最終頁に続く | | | | |
| (21) 出願番号 | 特願平6-173752 | (71) 出願人 | 594131669 | |
| (22) 出願日 | 平成6年(1994)7月1日 | | ハイデルベルク・エンジニアリング・オブ テイシエ・メスシステム・ゲーエムベーハ ー | |
| (31) 優先権主張番号 | P 4 3 2 2 0 4 3 . 6 | | ドイツ連邦共和国、デー-69120・ハイデ ルベルク、イム・ノイエンハイマー・フエ ルト・519 | |
| (32) 優先日 | 1993年7月2日 | (72) 発明者 | ゲルハルト・ツインザー | |
| (33) 優先権主張国 | ドイツ (D E) | | ドイツ連邦共和国、デー-67346・スパイ ヤー、フリードリッヒスプラターターシ ュトラーセ、2・エー | |
| | | (74) 代理人 | 弁理士 川口 義雄 (外2名) | |
| | | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 特に血液の流速を測定する方法と装置

(57) 【要約】

【目的】 流れる媒体の流速を空間的及び時間的に分割して確実に測定できる方法及びこれを実施する装置を提唱する。

【構成】 流体、特に血液の流速を測定する方法において、光学的ドップラー効果に従って流体内で反射するレーザ光線の周波数シフトを決定する。したがって、流れる媒体の流速を位置的・時間的に分割して確実に測定できるようにするために、この方法を上記のように構成し、この方法を実施するための装置を提供しなければならない。各走査点で反射光に応じてN個、(Nは2またはそれ以上の整数)の測定値を得、こうして測定した各走査点における反射光強度の時間的変化からドップラー・シフトを計算し、それから網目フィールドの各点における流速を決定することを提唱する。

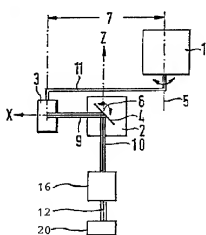


FIG. 2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 流体内で反射するレーザ光線の周波数シフトを、光学的ドップラー効果に依って決定することによって、流体、特に血液の流速を測定する方法において、レーザ光線によって2次元網目形状の走査を行い、各走査点で反射光に応じてN個(Nは2またはそれ以上の整数)の測定値を得、こうして測定した各走査点における反射光強度の時間的変化からドップラーシフトを計算し、それから網目フィールドの各点における流速を決定することを特徴とする方法。

【請求項2】 少なくとも2つの平面で対象物の様々な深さで走査が実施可能であり、その際に特にレーザ走査システムが共焦点配置で使用でき、走査及び測定が少なくとも2つの異なる焦点面において実施可能であることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項3】 レーザ光線の波長を選択することによって対象物の様々な範囲における測定が実施可能であり、その際に好ましくは2つの異なるレーザ源を使用することを特徴とする請求項1または2のいずれか一項に記載の方法。

【請求項4】 特に1本の線に沿った走査中に反射される光の強度を一定の時間間隔で測定し、その際に走査される線に沿ってM個の測定値を決定して記憶し、これらの測定値は走査される線に沿ったM個の個々の点において反射光強度を再生し、その際に走査を前記の線に沿って特に同じ時間間隔でN回実施し、続いて対象物に沿った少なくとももう1つの好ましくは平行な線についてこの走査を繰り返すことを特徴とする請求項1から3のいずれか一項に記載の方法。

【請求項5】 反射光強度の位置的に分解されたN行及び時間的に分割されたM列を含む、走査される線ごとに決定されたM×N個の測定値マトリックスを、スペクトル分析、特に離散フーリエ変換にかけ、これによって反射光強度の時間的変動の周波数分布を決定し、またこの種の周波数分布から対象物の各点における流体の移動部分の速度分布を決定することを特徴とする請求項1から4のいずれか一項に記載の方法。

【請求項6】 対象物の走査された2次元フィールドの各点における典型的な流速を計算することによってM×L速度マトリックスを決定し、このマトリックスが特に像として見えるようにした後に位置的に分割して流速を再生することを特徴とする請求項1から5のいずれか一項に記載の方法。

【請求項7】 測定値の決定を心拍と同期化することを特徴とする請求項1から6のいずれか一項に記載の方法。

【請求項8】 互いに垂直な2方向でレーザ光線を周期的に偏向させるための光線偏向ユニット(1、2)を有するレーザ走査システムを備え、走査の実施及び測定値の決定のための電子制御回路(34)を備え、得られた

測定値を分析するためのコンピュータ(32)を備えることを特徴とする請求項1から7のいずれか一項に記載の方法を実施するための装置。

【請求項9】 走査されたレーザ光線を調査対象物(20)上に結像するための光学結像装置または焦点面を調節するための合焦エレメント、あるいはその両方を備え、その際に光線を偏向させるために、入射レーザ光線を偏向させる2つの周期的に同期して動くミラー(3、4)が2次元で光学軸(12)に直交に設けられることを特徴とする請求項8に記載の装置。

【請求項10】 第2ミラー(4)が高周波(f)で振動し、レーザ光線を調査対象物(20)の1つの線に沿って動かし、その際に走査を対象物のそれぞれ1本の線に沿ってN回(Nは2またはそれ以上の整数)続け、M個の点の各々について各線に沿ってN回の測定を同じ時間間隔1/fで続けることを特徴とする請求項8または9に記載の装置。

【請求項11】 第2ミラー(4)の中心点が第1ミラー(3)とその回転軸(5)の間の間隔(7)の中央に配置され、第1ミラー(3)からの光線が第2ミラー(4)に直接向かう逆方向に向い、または第1ミラー(3)がアーム(11)を介してそれに属する回転軸に結合され、あるいはその両方であり、その際にアーム(11)の長さが前記の間隔(7)とほぼ同じ長さであることを特徴とする請求項8から10のいずれか一項に記載の装置。

【請求項12】 M×N個の測定値がデジタル化されてコンピュータ(32)に記憶され、その際にM×N個の測定値のマトリックスが記憶されて、そのN本の行は位置的に分割され、そのM本の列は時間的に分割され、反射光の強度が個々の点に対応することを特徴とする請求項8から11のいずれか一項に記載の装置。

【請求項13】 対象物の線について位置時間マトリックスを記憶した後に、第1ミラー(3)によってレーザ光線が次に走査される線の方向とほぼ垂直に少なくとも対象物(20)の少なくとも1本の隣接線上にシフトされ、この線に応じて位置時間マトリックスが記憶され、その際に走査された線の数Lに応じて、それぞれM×N個の測定値を有するL個のマトリックスが計算機によって記憶され、または評価され、あるいはその両方が行われることを特徴とする請求項12に記載の装置。

【請求項14】 スペクトル分析が、適切な信号プロセッサまたはハードウェアの形のフーリエ変換器によって実施されることを特徴とする請求項12または13に記載の装置。

【請求項15】 高感度の検出器(26)、特に電子なだれフォトダイオードまたはこれと同等の高感度検出器を備えることを特徴とする請求項8から14のいずれか一項に記載の装置。

【請求項16】 光学系が偏光に敏感であるように設計

されており、その際に特に直線偏光レーザー源が使用され、もしくは未偏光のレーザー光が偏光器によって直線偏光され、デカップリング装置(22)が同様に、偏光に敏感であるように設計され、入射光線に対して90°回転した方向に直線偏光される反射光だけが検出器(26)に到達し、または好ましくは調査される対象物(20)とデカップリング装置との間に追加して配置された1/4波長板によって反射光の偏光方向がレーザー光源の偏光方向に対して90°回転され、あるいはその両方であることを特徴とする請求項8から15のいずれか一項に記載の装置。

【請求項17】 周波数(f)で動く第2ミラー(4)の場合に、対象物の線に沿った走査の後の戻り時間がデータの取得に利用され、その際に走査される各線について第1の位置時間マトリックスに対して時間的にシフトされた第2の位置時間マトリックスが決定され、前記の両位置時間マトリックスが別々にフーリエ変換され、続いてフーリエ変換のシフト法則を考慮して全スペクトルに合成され、これによって特に信号雑音比の改善が達成されることを特徴とする請求項8から16のいずれか一項に記載の装置。

【請求項18】 調査範囲の各点において、測定された流速に、周波数スペクトル解析から得られる、固定構成要素及び移動構成要素によって反射される光の強度の比を掛け、これによって特に目的にかかった形で流れ全体の位置的に分割した像がもたらされる、レーザードップラー流量計測法の使用を特徴とする請求項8から17のいずれか一項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、請求項1のプレアンブルに記載の特徴による方法に関し、さらにその方法を実施するための装置に関する。

【0002】

【従来の技術】流体の流速、特に血液の流速を、しかも流体中で反射されるレーザ光線の周波数シフトを光学的ドップラー効果によって決定することによって測定するこの種の方法及びシステムは、PCT出願国際特許第93/03667号から知られている。従って逐一の血液流速測定が、反射レーザ光線の周波数シフトを測定することによって達成される。この測定方法は侵入的なものではないが、ただ一か所での流速の測定しかできない。さらに患者や調査者の側で高い費用を必要とし、殊に視察光線を比較的長時間所定の一点に正確に当てなければならぬ。この方法においては、特に眼科学において目の脈絡膜の脈管系における血流を測定することは、これまで不可能であった。さらに米国特許第4142796号から、光学的ドップラー効果に基づく方法ならびに眼科学における診断のための対応する装置が知られている。

【0003】血流速度の測定は多くの医学的診断と治療

の分野で必要である。特に眼科学においては、網膜における血流を位置的に分割して連続測定する大きな臨床上の必要性がある。周知のように、網膜の3層の細胞には2つの独立した血管系を通じて酸素が供給される。最下層の光受容体には脈絡膜によって供給され、双極細胞/アマクリン細胞並びに最上層の神経細胞には網膜内血管床によって供給される。血液を供給する細動脈、網膜毛細管、及び毛細管を迂回して血流を直接静脈に導く動静脈分岐血管における流速を測定することが必要である。

【0004】最初に述べたレーザードップラー速度測定の他に、なお2つの網膜血行測定方法が臨床的に使用されている。頻繁に実施されるものとしては蛍光血管造影法があり、これは蛍光色素を静脈内に注射した後に網膜の動脈と毛細管を定量的に評価することに基づく。ディジタル化された蛍光像の定量的評価によって、支脈網膜時間(Arm-Retina-Flow-Time)や動脈通過時間に関する記述が可能になる。蛍光色素の静脈内注射といえども侵入的な方法であって、これは過激性ショックの残留リスクを伴い、これまで特に眼科病で実施されている。蛍光血管造影法は2次元の位置分割法であるが、それでも時間的に分割しえず、重大な残留リスクを伴う侵入的なものである。最後に、非侵入型超音波ドップラー・ソノグラフィ(複式ソノグラフィ、脈動ドップラー・ソノグラフィ)を用いて限られた箇所直径1mmまでの眼窩動脈、細動脈、及び細静脈における血流速度を時間的に分割して測定することができる。一方、小血管と網膜の毛細管はこの方法では検出できない。

【0005】米国特許第5170276号から、対象物を光線束によって2つの実質的に直交する方向に走査する装置が知られている。この装置はそれぞれミラーを有する第1スキャナと第2スキャナとを含み、これらの回転軸は互いに直交する平面を通っている。この装置はコンパクトな構造形態を有し、前記ミラー間の光路中には追加の光学系は含まない。第1スキャナのミラーはその回転軸から所定の距離に設けられている。光学的に問題のない走査過程は特に、第2スキャナのミラーの中心点が第1スキャナの回転軸とミラーとの間の前記距離の中心に配置され、その際に光線束が第1スキャナのミラーから第2スキャナのミラーへ直接進むことによって保証される。

【0006】さらに、出版物J.Phys.E:Sci.Instrum.第17巻(1984)131-136ページからは、ドップラー効果とレーザ光線による走査を利用して例えば風洞内の風速を測定することのできる風速計が知られている。また出版物Rev.Sci.Instrum.52(11)(1981)1676-1681ページからは、やはり特に風速を測定することができるレーザードップラー・システムが知られている。この種の装置やシステムでは特に、固定して設置されたミラーが存在し、全体的に比較的大きな容積が必要であり、医学的診断・治療への利用は容易にはできない。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】従って、本発明は、流れる媒体の流速を空間的及び時間的に分割して確実に測定できる方法及びこれを実施する装置を提唱するという課題に基づいている。この方法及びこれを実施するための装置は、高い測定精度を示さなければならない。

【0008】

【課題を解決するための手段】この課題は、請求項1に記載の特徴によって解決される。

【0009】

【実施例】本発明による方法は、光学的ドップラー効果による流速測定とレーザ走査技術との組合せからなり、その際に走査過程の設定値並びに高速度検出によって必要な測定範囲がカバーされ、必要な測定精度が達成される。既知の方法とは違っており、流体の流速測定は同時に、3次元で位置的に分割され、かつ時間的にも分割され、非侵入的で迅速に行われる。調査すべき対象物、例えば網膜は、レーザ光線によって2次元ラスタ走査され、その際どの点でも横断し走査によって反射光が迅速に複数回測定される。それぞれの走査点で反射される光の測定強度の時間的変化からドップラシフトが計算され、それから特に血流の各点における流速が決定される。網膜血流の2次元で位置的に分割した図が得られる。前記測定の繰返しによって、さらに網膜血流の時間的に分割した図が得られる。レーザ走査システムを特に共焦点配置で実現することによって、さらに深さに関する位置分割が行われ、これによって対象物の各層を選択的に測定することができる。レーザ波長の適切な設定によって、網膜検査の場合に網膜内と脈絡膜を別々に測定することができる。

【0010】本発明による走査レーザ・ドップラー速度測定法は、医学分野の範囲外にも範囲内でも使用することができる。基本的にこの方法の適用範囲は、流れる媒体の流速の空間的に分割された測定を必要とするあらゆる分野に及び、この方法の使用可能性は、現在侵入的な蛍光脈管造影法が使用されている。眼科学のあらゆる分野に及び、それらの方法に取って代わることができる。この方法は非侵入的であり、調査対象となる目の瞳孔を開く必要はない。さらにこの方法は、網膜血流の時間的かつ3次元で位置に分割された測定を可能にする。本方法のさらに一般的な適用分野は、網膜血管系の調節能力の測定並びに結内障発症の際の網膜血流供給状態の測定である。眼科学以外の医学的適用分野は、特に皮膚、並びに手術中の心臓、肝臓、腸、腎などの他の内臓における血流の位置的に分割された測定である。

【0011】本方法を実施するための本発明による装置は、レーザ走査システム、走査過程及びデータ取得のための電子制御回路、並びに取得したデータを分析するためのコンピュータである。レーザ走査システムは、レーザ光源、互いに垂直な2方向ヘリレーザ光線を周期的に偏

向させるための光線偏向ユニット、及び走査されたレーザ光線を調査対象上に結像させるための光学的結像装置を含む。さらに焦点面を動かすための合焦エレメント、反射光線を入射レーザ光線から分離するためのデカップリングエレメント、並びに反射光線の強度を測定するための検出装置が設けられている。眼科学では、網膜検査の際に目の光屈折媒体自身が、走査レーザ光線を調査対象上に結像させる光学的結像装置の構成要素である。前述の光線偏向ユニット並びに合焦エレメントは特に、前述のドイツ特許第4103298C2号に記載のように対象物走査用の装置として形成することができる。

【0012】その他の特殊な態様と利点は、従属請求項及び下記の実施例の説明に記載されている。

【0013】次に本発明を図面を参照してさらに説明する。

【0014】図1に第1スキャナ1と第2スキャナ2を概略的に示す。第1スキャナ1に第1ミラー3が機械的に結合され、図の平面に垂直な軸5の周りに旋回可能に配置されている。第2スキャナ2は第2ミラー4が配置され、このミラーは図の平面に平行な軸6の周りに旋回可能である。軸5と軸6は互いに垂直な平面を通り、互いに垂直である。第1ミラー3がスキャナ1に対して間隔7をとって配置され、かつスキャナ2の回転軸6が、スキャナ1の回転軸とミラー3の中間点を通っていることが重要である。本発明によれば、第2ミラー4の中心は、第1ミラー3の中心と第1スキャナ1の回転軸5との間の距離の半分の位置にある。第1ミラー3の回転軸5はミラー面とほぼ平行に走っているが、第1ミラー3の中心と回転軸5との間には距離7がある。第2ミラー4の回転軸6もミラー面とほぼ平行に走っている。さらに回転軸6はほぼ第2ミラーの中心を通っているが、必要に応じてある距離をとることができる。一般に、第2ミラーの中心は回転軸5から距離7の半分に配置されている。

【0015】両ミラー3、4の間にはレンズまたは結像手段はなく、従って装置内部では光線9はミラーから直接他のミラーに達する。光線8は、それが光線9デカップリング装置22から、またはそこへ達していることを概略的に示している。光源24からの光線、特にレーザ光線は先ずこの装置に到達し、そこから図1による装置に達し、そしてさらに対象物に到達する。対象物によって反射した光線は再び本発明による装置を介してそれからデカップリング装置22に達し、デカップリング装置22は光線をさらに評価するために評価装置すなわち検出器26に、好ましくは電子なぞれフォトダイオードに供給する。対象物に送られたまたは対象物から反射した光線10は、光線8、9が通る平面にほぼ垂直である。

【0016】上記のことから、垂直軸系の原点は第2ミラー4の中心にあり、その際X-Y平面は図面と一致することは明らかである。光線8はY方向と平行に走

り、光線9はX方向に沿って両ミラー3、4の間を走る。第2スキャナの回転軸6はY方向に位置し、回転軸5はX-Y平面に垂直に位置する。

【0017】図2は視線方向Iから見た図1の装置を示すが、ここで軸5は図平面中に、軸6は図平面に垂直に走っている。ミラー3はアーム11を介してスキャナ1と連結され、したがって回転軸5とは距離7を置く。図平面は、第2ミラー4の中心を原点とする座標系のX-Y平面に相当する。第2ミラー4によって反射されたまたは対象物からミラー4に戻された光線10はZ方向に走る。第2ミラー4または第2スキャナ2の回転軸または回転点は、回転軸5とミラー3の回転点の中間にある。これは、光線10がミラー4から光学的結像装置または合焦エレメント16を介して光学軸12に沿って対象物20に送られ、さらに反射されることを示している。デカップリング装置から第1スキャナのミラー3に渡し、それによって反射される光線8は、図平面の手前平面に垂直に走る。

【0018】ミラー4によって反射される光線は、合焦エレメント16を介して光学軸12に沿って対象物20に渡し、その際に、入射レーザ光線は、両ミラー3、4の周期的及び同期的動きに基づいて光学軸と垂直な2次元平面内で傾向される。前記の装置は本発明による方法を実施するために特に目的になかった方法で使用でき、特にコンパクトな構成で対象物の故障のない結像を保証するが、本発明の範囲内で他のレーザ走査システムも使用することができる。

【0019】図3は、本発明によるレーザ走査システム30を有する装置の基本的構造図であり、コンピュータ32と電子制御回路34によって作動する。以下では、これらの関係をはっきりさせるために、図1、2の装置の構成要素も参照する。第2ミラー4は高周波で振動し、調査対象物の線に沿ってレーザ光線を動かす。走査中にこの線によって反射された光は検出器26によって一定の時間間隔で測定され、走査された線に沿って一連のM個の測定値が得られ、これからこの走査された線に沿ったM個の個々の点における反射光の強度が再生される。前記のM個の測定値はデジタル化され、コンピュータ32に記憶される。対象物のこの第1の線に沿った走査は連続してN回繰り返され、したがって線に沿ったM個の点の各々がN回だけ同じ時間間隔 $1/f$ で測定される。こうして $M \times N$ 測定値のマトリックスが得られる。この位置時間マトリックスは、そのN本の行の各々が位置的に分割され、M本の列の各々が時間的に分割されて、対象物の走査された第1の線に沿った個々の点における反射光強度を含む。

【0020】対象物の第1の線について位置時間マトリックスを記録した後、走査レーザ光線は光線傾向エレメントの第1ミラー3によって、走査される線の方と垂直に、対象物の隣接する第2の線に移動される。この第

2の線について上述の測定過程が繰り返される。次いで、同様にして対象物の他の平行線が走査され、こうしてL本の線に相当するそれぞれ $M \times N$ 個の測定値を有するL個のマトリックスが得られる。総じて、本発明によれば、対象物の2次元フィールドが $M \times L$ 個の点で走査され、これらの各点について一連のN個の測定値が等しい時間間隔で得られる。本発明に本質的な空間的かつ時間的な走査過程のこのシーケンスによって、可能になり、必要とされる流速範囲をカバーし、スペクトル分析の効果的な数値的方法を導くことが可能になる。走査速度が速いと、特に高感度検出器によって反射光を検出する場合に非常に高い能率が得られる。図1と図2に関して説明した走査システムの光学的構造は、特に光学構成要素の数が少ないことによって高い光収量を保証し、さらに特に電子管でなくフォトダイオードによって実現される高感度検出を保証する。

【0021】網膜血流測定の一の一般的な態様では、例えば下記の数値が設定される。

【0022】網膜に沿って1本の線を走査するため、第2ミラー4は周波数 $f=8000\text{ Hz}$ で振動する。係数M、N、Lについては、それぞれ256の数値が与えられる。上述のように、こうして対象物のそれぞれ $M=256$ 個の点に $L=256$ 行のフィールドが走査される。合焦エレメントの光学的結像装置を使用して、走査線の長さ（ほぼ3mm）に比べて場合、網膜における1本の線に沿った2つの測定点の間、並びに2つの隣接線の間の位置的間隔はほぼ0.01mmになる。この値によって測定空間的分割が与えられる。反射光の強度は、 $L=256$ 行の各点において $1/f=0.000125$ 秒の固定した間隔で測定される。1つの行の位置時間マトリックスのデータ採取時間はこの場合 $1/f \times L=0.032$ 秒となり、総採取時間は最初に述べた値に従えば8秒となる。全体として前述の一般的測定態様では、 $256 \times 256 \times 256$ 個の測定値が採取されデジタル化される。

【0023】このように採取されデジタル化されたデータを評価するためには、調査対象物の各点において、測定される光の一部分が、対象物の可動構成要素、特に流れる血液の成分によって反射され、他の一部分が固定した対象部分によって反射されることから出発する。ドップラー効果に基づいて、動く部分から反射される光の周波数は動かない部分から反射される光の周波数に対してシフトする。これは、レーザ光のコヒーレンスに従って、検出器におけるこれら2つの成分の重なりと干渉により、対象物の一点で測定された反射光強度の時間的な変動が生じる。

【0024】それぞれ一点での反射強度の時間的経過は、前述の説明に従えば、その点に該当する位置時間マトリックスの列に含まれる。時間的変動の評価から、その変動を生じさせるその点における流速の計算が導かれる。これに対して本発明によれば、測定値マトリックス

の各列に、離散フーリエ変換などの周波数分析を施して、反射光強度の時間的変動の周波数分布を得る。所定の速度から所定の周波数を有する測定光の強度変動が等かせるので、周波数分布から対象物の各点における動く部分の速度が決定できる。測定値の離散フーリエ変換は本発明の範囲で、ソフトウェアによってもコンピュータの特殊ハードウェアによっても実施することができる。

【0025】対象物の走査2次元フィールドの各点における典型的な流速の計算によって、 $M \times L$ 個の速度のマトリックスが得られる。このマトリックスは特に流速を位置的に分割して再生する画像として表示することができる。上述の一般的な態様とそこで与えられる数値に関し、流速測定に関する下記の制限が生ずる。

【0026】離散フーリエ変換の場合の限界周波数は、前述の例では $f/2$ すなわち4000Hzとなる。速度 v で光の伝播方向に沿って、すなわち光学軸に平行に動く対象物は、反射光の周波数シフトを引き起こし、これによって周波数 $F = 2v/\lambda$ を有する測定光の強度の変調を引き起こす。この場合、 λ は光の波長に相当する。したがって前記の値の場合、最高流速は2mm/秒となる。

【0027】本発明による方法または装置あるいはその両方の特殊な態様を次に説明する。レーザ走査システムは特に共焦点光学系として構成ことができ、その際に反射光検出装置は周知の方法でほぼ点状に構成する。このために例えば検出器の前に、走査システムの焦点面に対して光学的に共役する位置に、1つの小さな遮光装置を配置する。これによって、実質上、所与のそれぞれの焦点平面の狭い周辺から反射される光のみが検出される。これに反して、他の位置では反射光または散乱光は共焦点構造に基づいて効果的に抑制される。これによって、光学軸に垂直な方向のみならず平行な方向にも系の高い光学解像度が達成される。これによって、対象物の個々の層、例えば網膜の血管系における流速を選択的に測定することが可能となり、さらに網膜血管床と脈絡膜血管系における流速を互いに分離して、3次的に表示することが可能となる。

【0028】さらに特殊な1つの態様では、光学系は偏光に敏感であるように設計されている。このために、直線偏光されたレーザ光源、特にレーザダイオードが使用され、または非偏光レーザ光線が偏光器によって直線偏光される。図1のデカップリング装置22は、入射光線に対して90°回転した方向に直線偏光された反射光だけが検出器26に到達するように、さらに偏光に敏感に設計されている。このような配置では、対象物から偏光方向を維持しながら直接反射される光は効果的に抑制され、実質上散乱光のみが検出される。別法として、調査対象物20とデカップリング装置22との間の光路に配置された1/4波長板を使用し、反射光の偏光方向をレーザ光源の偏光方向と比べて90°回転させる。次いで偏光に敏感なデカップリング装置22と協調して、偏光方

向を維持しながら対象物から反射される光をほぼ検出する。一方では散乱光を、または他方では直接反射光を選択することによって、流速の分布に関するさらなる情報が得られる。

【0029】本発明の他の一実施例ではレーザ光の波長の変化を利用し、しかも特に装置中に2つの異なるレーザを組み込むことによって、血管系の様々な領域の決定が可能となる。その際に、異なる波長の光が網膜組織への異なる侵入深さを表す。網膜血管系を脈絡膜血管床から分離する網膜色素上皮は可視光を透過しないが、赤外線は透過する。可視レーザ光を使用すると、本発明の範囲で、光は網膜色素上皮の上層組織によって反射されるだけであり、血流が網膜血管系中で選択的に測定される。これに対して、赤外線領域に近い光を使用すると、光は脈絡膜と共に血管床にも到達し、測定された流速は網膜における血流と脈絡膜における血流の重なりとなる。本発明によれば赤外線光で得られた血流像から可視光で得られた血流像を差し引くことにより、脈絡膜の血流のみが得られる。さらに上記の共焦点構造によって深部の位置決めが可能になる。

【0030】最後に、本発明による時間的経過における流速測定は、血管系における流速の時間変化の決定も可能にすることに留意されたい。

【0031】心拍データ決定の同期化と複数の心拍に関する網膜血流の時間分割表現によって、特に目的にかなったやり方で網膜血管系内部の脈拍波動速度が測定される。こうして、脈拍波伝播または血管抵抗あるいはその両方の許容不平等性を表現することができ。

【0032】対象物上の1本の線に沿ってレーザ光線を動かす光線偏向ユニットの第2の迅速移動ミラー（図1のミラー4）には、基本別には多角ミラーまたは振動回転ミラーを使用することができる。後者の場合には、対象物の線を走査するためにこのミラーが動く度毎に、その出発位置に戻るためのむだ時間が生ずる。本発明によれば、ミラーの戻り時間はデータの取得にも利用される。これによって、対象物の走査された線の各々について、第1の位置時間マトリックスに対して時間的にシフトした、 $M \times N$ 個の測定値から成る第2の位置時間マトリックスが得られる。これら2つの位置時間マトリックスを別々にフーリエ変換にかけ、続いてフーリエ変換のシフト法則を考慮して全スペクトルに合成する。この特殊な態様によって、信号雑音比の改善が達成される。

【0033】フーリエ変換によって位置時間マトリックスからもたらされる周波数スペクトルを評価するため、本発明の範囲で様々な代替態様が存在する。流れが強い場合に見られる特徴的な境界周波数を決定することによって、最高の発生流速を測定することが可能である。全スペクトルの算術平均に相当するスペクトル出力密度値を示す、周波数スペクトルの重点の測定または周波数の測定によって、平均流速の測定が可能になる。さ

らに個々の周波数のスペクトル出力密度を比較して、様々な流速の相対強度を決定することができる。

【0034】周波数スペクトルを評価する一つの特異な技法は帯域法である。この方法では、一定の平均流速に相当する一定の周波数範囲でスペクトル出力密度の平均値を算出し、それから特定の速度範囲の血流像を得る。このような帯域の様々な平均周波数によって、毛細管流などの緩やかな、また網動脈流などの急速な流れが目的通りに調査される。この場合、帯域の通過範囲のスペクトル幅が、決定されたそれぞれの周波数範囲の尺度、したがって速度範囲の尺度となる。

【0035】本発明のさらに別の態様によれば、レーザー・ドップラー流量計測のために上述の装置または方法あるいはその両方を使用することができる。この態様では、調査範囲の各点において、測定された流速に、周波数スペクトル分析から得られる固定構成要素と移動構成要素とによって反射される光の強度の比を掛ける。これによって特に目的になかった形で流れ全体の位置的に分割した像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を実施するための装置の基本図である。

【図2】視線方向から見た図1の装置の基本図である。

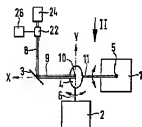
【図3】本発明による装置の基本的構造を示す図であ

る。

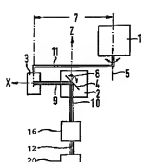
【符号の説明】

- 1 第1スキャナ
- 2 第2スキャナ
- 3 第1ミラー
- 4 第2ミラー
- 5, 6 軸
- 7 間隔
- 8, 9, 10 光線
- 11 アーム
- 12 光学軸
- 13, 14 レンズ
- 16 合焦エレメント
- 20 対象物
- 22 装置
- 24 光源
- 26 検出器
- 30 レーザ走査システム
- 32 コンピュータ
- 34 電子制御回路
- M 線に沿った測定値
- N 線当り測定点数
- L 走査された線の数

【図1】



【図2】



【図3】

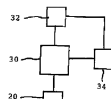


FIG.3

フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁶
G 0 1 F 1/66

識別記号
I 0 3

片内整理番号

F I

技術表示箇所

(72)発明者 ゲオルク・ミシエルソン
ドイツ連邦共和国、デー-91083・バイエル
スドルフ・ハーゲン、エーゲラント
シュトラッセ・34・エフ

(72)発明者 ベルンハルト・シュマウス
ドイツ連邦共和国、デー-91054・エルラ
ンゲン、リッツエルシュトラッセ・7